

腹腔鏡手術シミュレータのための臓器表面反射モデル

乾 谷 徹^{†1} 坂 本 英 男^{†1}
長 坂 学^{†1} 緒 方 正 人^{†1}

近年、医療の進歩や患者への負担軽減から腹腔鏡下手術が急増している。我々はその訓練や術前計画の為に手術シミュレータを開発した。手術の臨場感を再現するためには、臓器のテクリやヌメリ等の質感表現が重要である。これは膜の表面での反射と、透過した光の反射の光路差によって表現されると考え、よりリアリティのある臓器の映像表現を実現した。また、腹腔鏡下手術では光源とカメラの位置が同一であることを利用して、一部反射計算の量の削減を図った。

A Reflection Model for Laparoscopic Surgery Simulators

TORU INUIYA,^{†1} HIDEO SAKAMOTO,^{†1}
MANABU NAGASAKA^{†1} and MASATO OGATA^{†1}

Recently, laparoscopic surgery is increasing rapidly. We have developed a simulator for preoperative planning and surgical training. In order to reproduce the realism of a surgery, it is important representation of the reflection on the surface of the model. Surface of the organ has a distinctive texture. We had considered that it's expressed by the light path difference, and achieved a realistic visual representation of the model.

1. はじめに

近年、医療技術の進歩や患者への負担軽減を理由に、腹腔鏡下手術が急増している。ただし、手術の特殊性から、以前の開腹手術と違いより多くの熟練が必要である。我々はその訓

練や術前計画の為に手術シミュレータを開発した。シミュレータにおいて、手術の臨場感をより良く再現するためには、表示される CG モデルの質感は重要である。特に手術シミュレータにおいては、臓器のテクリやヌメリ等の質感の表現である。これは膜の表面での反射と、透過した光の反射の光路差によって表現されると考えられる。本報告では、臓器の生体膜を簡易的に模擬した反射計算を導入し、よりリアリティのある映像表現を実現する方法について報告する。また、腹腔鏡下手術では光源とカメラの位置が同一であることを利用して、一部の反射計算量の削減を図った。

2. 基本的な反射表現手法

コンピュータ・グラフィクスにおけるモデルの質感の表現には反射計算が重要である。リアリティのある反射計算を行うには、レイトレーシング⁴⁾による映り込みの再現等が望ましいが、計算量の観点からリアルタイムな処理には向かない。現在では、多くの場面で環境マッピング²⁾が利用されているが、手術シミュレータではリアルタイムに環境が大きく変化するため、毎フレームのテクスチャの更新が必要となる。より古典的で一般的な 3D モデルの反射表現として、Phong の反射モデルが知られている¹⁾。Phong の反射モデルは、経験に基づく局所的な反射モデルであり、物体表面の反射を鏡面反射と拡散反射、環境反射の 3 つの成分に分解して記述している。Phong モデル I_p は以下の数式で記述できる。

$$I_p = I_s + I_d + I_a \\ = k_s(\mathbf{V} \cdot \mathbf{R})^\alpha i_s + k_d(\mathbf{L} \cdot \mathbf{N}) i_d + k_a i_a \quad (1)$$

ここで、 I_s, I_d, I_a はそれぞれ鏡面反射強度、拡散反射強度、環境反射強度であり、 k_s, k_d, k_a は各々の反射係数である。また、 i_s, i_d, i_a は入射光源色、 \mathbf{V} は視線ベクトル、 \mathbf{R} は完全反射方向ベクトル、 \mathbf{L} は光源からのライトベクトル、 \mathbf{N} は物体表面の法線ベクトルであり、 α は金属光沢度を示す。

これらの反射計算処理にバンプマッピング³⁾を組み合わせることで、簡易な計算によってある程度の質感の表現は可能である。

表示以外の計算負荷が非常に高い手術シミュレータへ反射モデルの適用を考えた場合、Phong の反射モデルとバンプマップの組み合わせの計算負荷の小ささは大きなメリットとなる。しかし、手術の臨場感を再現する為にはさらなる質感の向上が必要である。以降では、その改善手法について述べる。

^{†1} 三菱プレジジョン (株)
Mitsubishi Precision Co., Ltd.

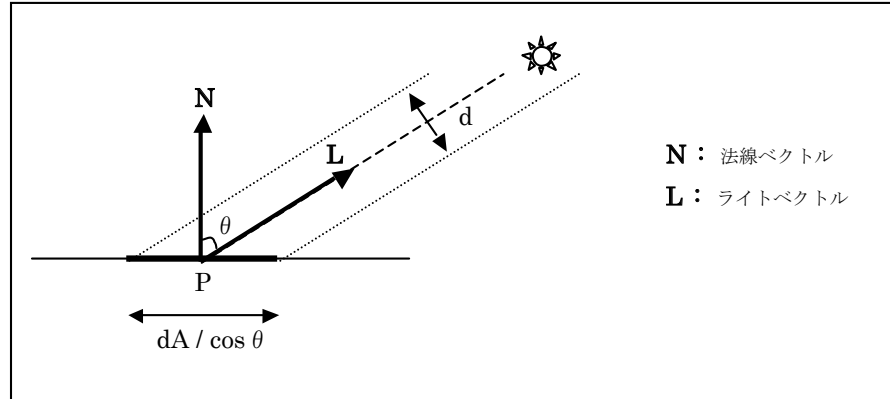


図1 拡散反射成分

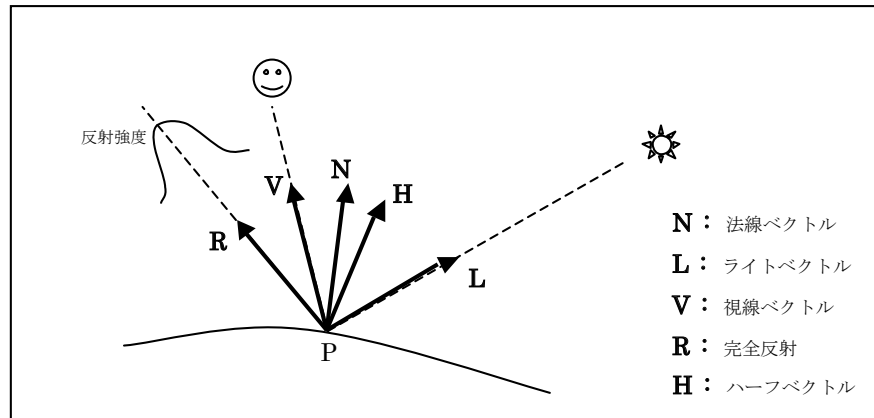


図2 鏡面反射成分

3. 生体膜での反射表現手法

一般に臓器の表面は薄い膜に覆われており、視覚上特異な質感が生じている。これは膜表面での反射光と、内部に透過した光の光差によって生じると考えられる。この膜を再現することで、よりリアリティのある映像表現が可能であると考えられる。ここでは、その表現方法について述べる。

まず、腹腔鏡手術において、光源と視点の位置は同一視することが可能である。そこで、Phong のモデルを改良した Blinn-Phong モデルを考える。これは、視線ベクトルとライトベクトルと式 (2) の関係を持つハーフベクトル H と法線ベクトルを用いて鏡面反射を定義するモデルである (式 (3))。

$$H = \frac{V + L}{\|V + L\|} \quad (2)$$

$$I_s = k_s (N \cdot H)^{\alpha} i_s \quad (3)$$

光源と視点位置が同一であるから、以下の式 (4) が成立する。

$$H = V = L \quad (4)$$

したがって、式 (1) は以下の通りに記述可能である。

$$I_p = k_s (N \cdot H)^{\alpha} i_s + k_d (N \cdot H) i_d + k_a i_a \\ = k_s A_n h^{\alpha} i_s + k_d A_n h i_d + k_a i_a \quad (5)$$

膜表面での反射光と内部を透過した光の反射成分を組み合わせることで生体膜での反射を表現する。尚、計算をより簡易にする為に、膜内部は均質と考え、多層的な膜の反射は考えないこととする。つまり、図3のような2つの面での反射計算を行う。尚、 n は相対屈折率、 d は均一な膜の厚さ、 θ および ϕ はそれぞれ入射角、屈折角である。また、 t および l は反射面間の距離を表している。

入射した光の一部は膜表面で反射し、残りが膜の内部へ透過する。透過した光の一部は臓器表面で反射するが、残りは吸収されることが出来る。膜表面で反射する割合を β 、膜内部で吸収される割合を γ とすると、表面反射モデルは以下の式の通りとなる。

$$I_p = I_1 + I_2 + I_a \\ = \beta (I_{d1} + I_{s1}) + (1 - \beta) (1 - \gamma) (I_{d2} + I_{s2}) + k_a i_a \\ = \beta (k_{d1} i_d N_1 \cdot H_1 + k_{s1} i_s (N_1 \cdot H_1)^{\alpha_1}) \\ + (1 - \beta) (1 - \gamma) (k_{d2} i_d N_2 \cdot H_2 + k_{s2} i_s (N_2 \cdot H_2)^{\alpha_2}) + k_a i_a \quad (6)$$

ここで、

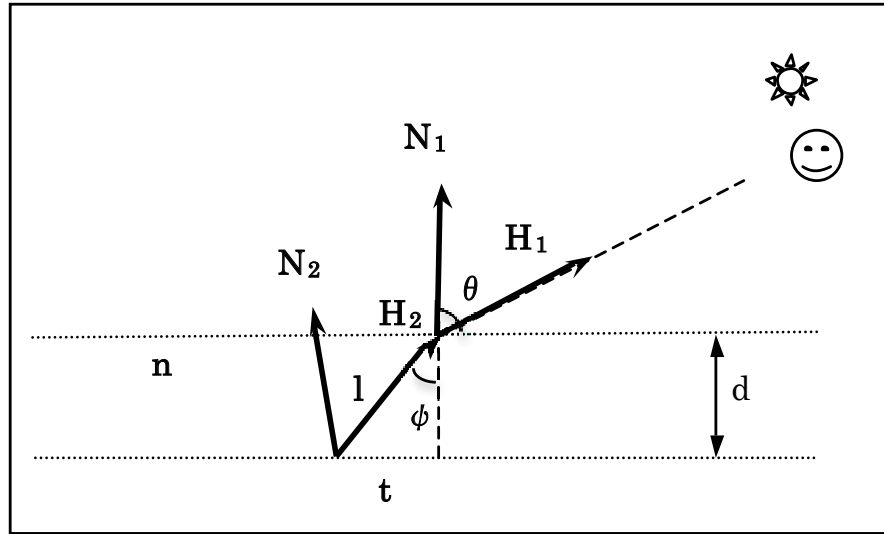


図3 2つの表面での反射

$$\cos \phi = \sqrt{1 - (\sin \phi)^2} = \sqrt{1 - \left(\frac{\sin \theta}{n}\right)^2} \quad (7)$$

であり、膜表面から臓器表面までの光路長 l は、

$$l = \frac{d}{\cos \phi} \quad (8)$$

である。また、膜表面での反射位置と臓器表面での反射位置の差 t は、

$$t = -l \sin \phi = -l \frac{\sin \theta}{n} \quad (9)$$

である。ランペルト・ベールの法則から、膜を透過した光の減衰量は以下の通りである。

$$\gamma = 1 - d_{c0}^{l/d} \quad (10)$$

ただし、 d_{c0} は光線が垂直に入射した場合の減衰量である。

臓器表面でのハーフベクトル H_2 は、

$$H_2 = L_2 = V_2 = \frac{(-t_x, -t_y, d)}{\sqrt{t_x^2 + t_y^2 + d^2}} \quad (11)$$

である。

これらを式(6)に代入することで、膜を透過した光の反射表現が可能となる。

4. 結果

実際に膜の反射効果を導入した結果を、バンプマップのみの場合と比較する。図4にバンプマップのみでの反射表現の結果を示す。図5および図6に厚みを変えた際の膜での反射結果を示す。共に相対屈折率は1.45、膜厚は0.05mm および0.10mm である。

これらの結果から、膜の効果を入れることで、よりリアリティのある臓器表面反射表現ができることがわかる。しかし、現実の臓器特有のヌメリ感のような質感には及ばない。

5. おわりに

臓器の生体膜を簡易的に模擬した反射計算を導入することで、よりリアリティのある映像表現が可能となった。また、腹腔鏡下手術では光源とカメラの位置が同一であることを利用して、一部の反射計算量の削減を図った。ただし、未だ臓器特有のヌメリ感の表現は再現できてはいない。今後は簡潔な手法で、よりリアリティのある反射表現が可能なる手法を考案することを目指す。

参考文献

- 1) Phong, Bui Tuong: Illumination for computer generated pictures, Seminal graphics, No. 7, pp.95-101, (1998)
- 2) Blinn, James F. and Newell, Martin E. : Texture and reflection in computer generated images, Commun. ACM, Vol.19, No.10, pp.542-547, (1976)
- 3) Blinn, James F. : A Generalization of Algebraic Surface Drawing, ACM Trans. Graph., Vol.1, No.3, pp.235-256, (1982)
- 4) Niels Thrane and Lars Ole Simonsen and Advisor Peter ?rb?k: A comparison of acceleration structures for GPU assisted ray tracing, (2005)

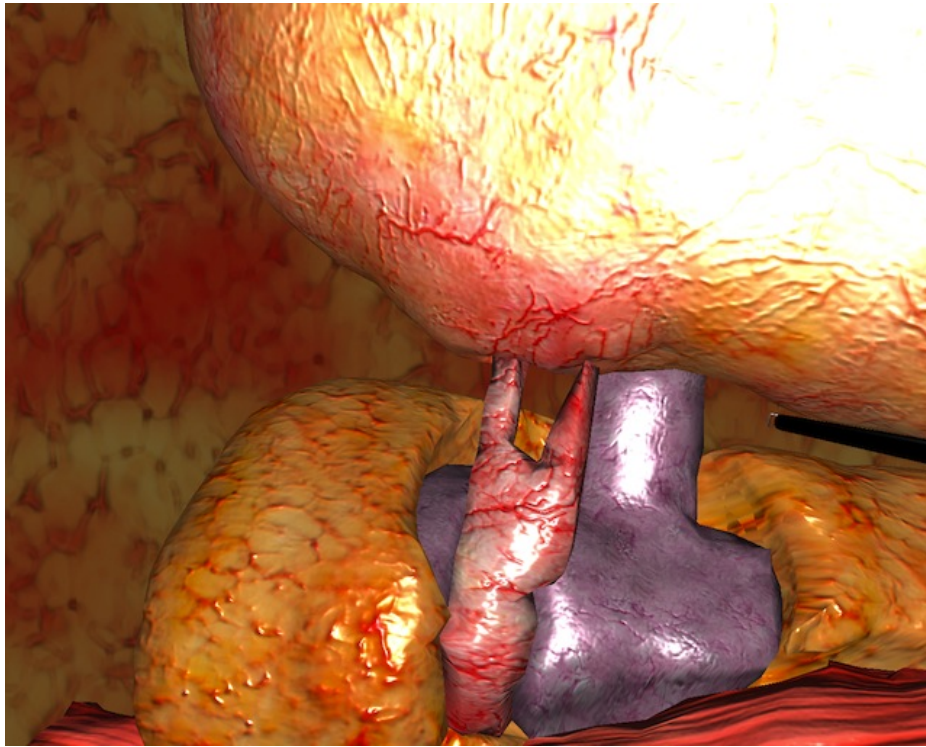


図 4 パンプマップのみの反射

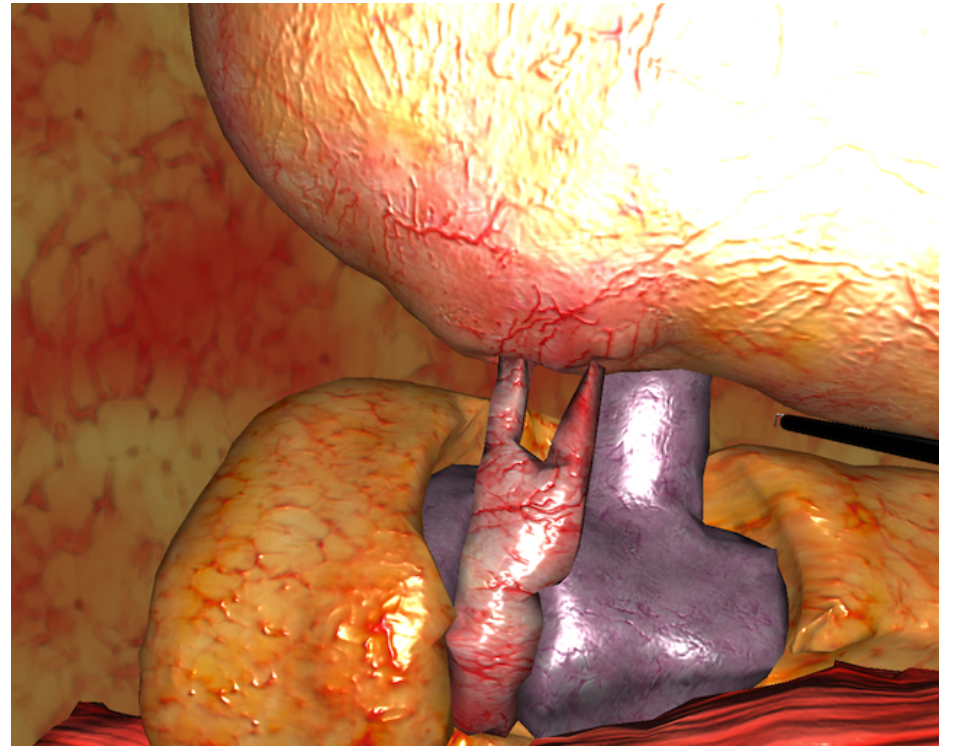


図 5 膜での反射: 屈折率 1.45, 膜厚 0.05mm

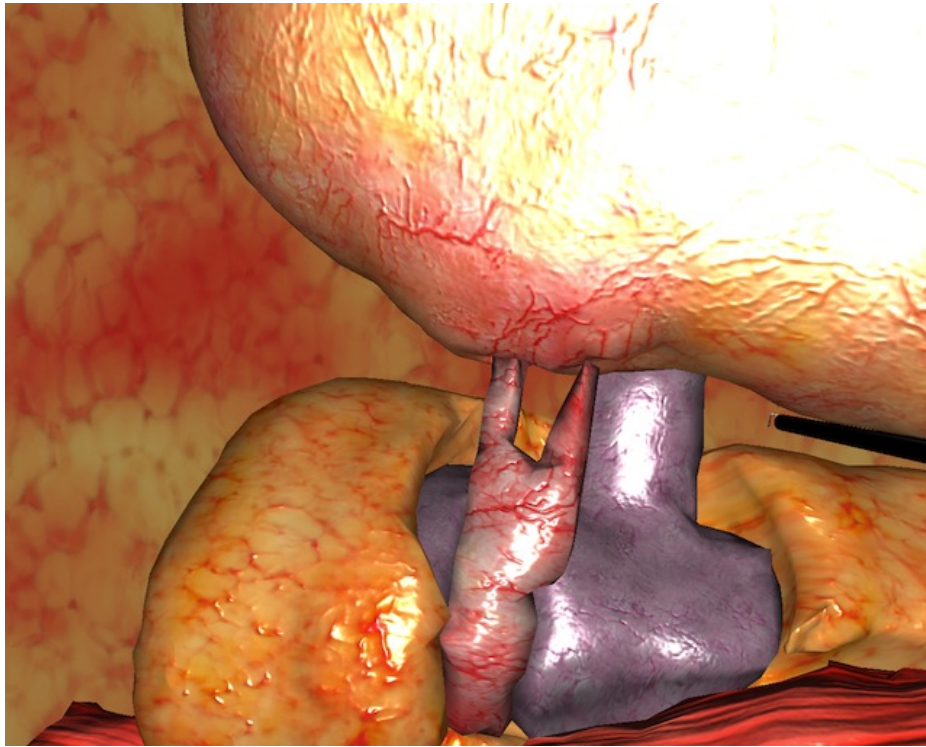


図 6 膜での反射: 屈折率 1.45, 膜厚 0.10mm